

⑤ Int. Cl.³
G 01 T 1/10

識別記号

庁内整理番号
2122-2G

④ 公開 昭和55年(1980)1月29日

発明の数 1
審査請求 未請求

(全 8 頁)

⑭ 放射線画像読取方式

⑯ 特 願 昭53-84741
⑯ 出 願 昭53(1978)7月12日
⑯ 発 明 者 松本誠二
南足柄市中沼210番地富士写真
フィルム株式会社内
⑯ 発 明 者 宮原諄二
南足柄市中沼210番地富士写真
フィルム株式会社内
⑯ 発 明 者 加藤久豊
南足柄市中沼210番地富士写真

フィルム株式会社内
⑯ 発 明 者 小寺昇
小田原市中町1-1-1-905
⑯ 発 明 者 江口周作
小田原市飯泉220-1
⑯ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社
南足柄市中沼210番地
⑯ 出 願 人 大日本塗料株式会社
大阪市此花区西九条六丁目1番
124号
⑯ 代 理 人 弁理士 柳田征史 外1名

明 細 書

3. 発明の詳細な説明

1. 発明の名称 放射線画像読取方式

2. 特許請求の範囲

蓄積性蛍光体材料を励起光で走査し、各点からの発光光を光検出器で検出することにより、蓄積性蛍光体材料に記録されている放射線画像を読取る方式において、前記励起光として600～700 nmの波長域の光を用いて蓄積性蛍光体材料を励起し、該蓄積性蛍光体材料の発光光のうち300～500 nmの波長域の光を光検出器で受光するようにしたことを特徴とする放射線画像読取方式。

本発明は、医療用診断に用いる放射線写真システムにおける画像読取方式に関し、さらに詳しくは中間媒体として蓄積性蛍光体材料(以下単に「蛍光体」という)を用いて、これに放射線画像を記録し、この放射線画像を読み出して再生し、これを記録材料に最終画像として記録する放射線写真システムにおける画像読取方式に関するものである。

従来放射線画像を得るために銀塩を使用したが、いわゆる放射線写真が利用されているが、近年特に地球規模における銀資源の枯渇等の問題から銀塩を使用しないで放射線画像を画像化する方法が望まれるようになった。

上述の放射線写真法にかわる方法として、被写体を透過した放射線を蛍光体に吸収せしめ、しかる後この蛍光体がある種のエネルギーで励起してこの蛍光体が蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を検出して画像化する方法が考えられて

いる。具体的な方法として螢光体として熱螢光性螢光体を用い、励起エネルギーとして熱エネルギーを用いて放射線像を変換する方法が提唱されている（英国特許第1,462,769号および特開昭51-29889号）。この変換方法は支持体上に熱螢光性螢光体層を形成したパネルを用い、このパネルの熱螢光性螢光体層に被写体を透過した放射線を取込させて放射線の強弱に対応した放射線エネルギーを蓄積させ、しかる後この熱螢光性螢光体層を加熱することによつて蓄積された放射線エネルギーを光の信号として取り出し、この光の強弱によつて画像を得るものである。しかしながらこの方法は蓄積された放射線エネルギーを光の信号に変える際に加熱するので、パネルが耐熱性を有し、熱によつて変形、変質しないことが絶対に必要であり、従つてパネルを構成する熱螢光性螢光体層および支持体の材料等に大きな制約がある。このように螢光体として熱螢光性螢光体を用い、励起エ

ネルギーとして熱エネルギーを用いる放射線像変換方法は応用面で大きな難点がある。

一方励起エネルギーとして可視光線および赤外線から選ばれる電磁波を用いる放射線像変換方法もまた知られている（米国特許第3,859,527号）。この方法は上述の方法のように蓄積された放射線エネルギーを光の信号に変える際に加熱しなくてもよく、従つてパネルは耐熱性を有する必要はなく、この点からより好ましい放射線像変換方法と言える。本発明者等は励起エネルギーとして可視光線および赤外線から選ばれる電磁波を用いる放射線像の読取りについて研究を行なつた結果、下記のような現象のあることを見出した。

- (1) 励起光の波長によつて螢光体に蓄積されたエネルギーの衰退（Decay）量が大きく変化すること、これは記録された画像の保存期間を大きく左右するものである。

- (2) 励起光の波長によつて螢光体の励起スピードが大きく変化すること。これは螢光体に記録された画像の読取りスピードに顕著な差異をもたらすものである。

- (3) 螢光体の発光自体は微弱な光であるため、励起光の反射光、その他の周囲の光が光検出器に入ると S/N 比が極端に低下すること。これに対しては励起光と螢光体の発光との波長域を隔離する方法で対処するのが有利である。

本発明は上記知見を利用して、螢光体に記録された画像の衰退が小さく、画像の読取りスピードが速く、かつ S/N 比の充分高い実用的な放射線像の読取方式を提供することを目的とするものである。

本発明のかるる目的は、螢光体を励起光で走査し、各点からの発光光を光検出器で検出することにより、螢光体に記録されている放射線画像を読取る方式において、前記励起光として600～700 nmの波長域の光を用

いて螢光体を励起し、該螢光体の発光光のうち300～500 nmの波長域の光を光検出器で受光するようにすることによつて達成される。

本発明において螢光体とは、最初の光もしくは高エネルギー放射線が照射された後に、光的、熱的、機械的、化学的または電気的等の刺激により、最初の光もしくは高エネルギー放射線の照射量に対応した光を再発光せしめる、いわゆる輝尽性を示す螢光体をいう。ここで光とは電磁放射線のうち可視光、紫外光、赤外光を含み、高エネルギー放射線とはX線、ガンマ線、ベータ線、アルファ線、中性子線等を含む。

600～700 nmの波長の励起光は、この波長域の光を放出する励起光源を選択することにより、あるいは上記波長域にピークを有する励起光源と、600～700 nmの波長域以外の光をカットするフィルターとを組合せて使用することにより得ることができる。

上記波長域の光を放出することができる励起光源としては Kr レーザ (647 nm)、発光ダイオード (640 nm)、 $He-Ne$ レーザ (633 nm)、ローダミン B ダイレーザ (610~680 nm) 等がある。またタングステンヨソランプは、波長域が近紫外、可視から赤外まで及ぶため、600~700 nm の波長域の光を透過するフィルタと組合わせれば使用することができる。

しかし、 CO_2 レーザ (10600 nm)、YAG レーザ (1160 nm) は波長が長いために発光効率が悪く、しかも走査中に螢光体が温度上昇して走査点以外を発光させてしまうから使用することができない。

前述した励起光の波長によつて螢光体に蓄積されたエネルギーの衰退速度が異なる様子を具体的に示すと第1図および第2図に示す如くである。こゝで第1図はX線照射してから、その直後に励起して発光させた光を基準とし、照射2時間後に発光させたときの蓄積エネ

ギーの衰退する様子を示すものである。励起光として600~700 nm の波長域の光を用いると驚くべきことに750~800 nm の波長域の光を用いたときよりも、蓄積エネルギーの衰退が少なくなる。したがつて螢光体上の記録を長期間保存することができる。

第2図は同じ現象を照射2時間後の発光量を励起波長との関連が明確になるように示したグラフである。この図から分るように、700 nm 以上の長波長では、蓄積エネルギーの衰退が大きくなっている。

第3図は点線で示すように矩形波状に強度が変化する励起光を照射したときの応答性を示すものである。実線で示す曲線Aは、

$He-Ne$ レーザ光 (波長633 nm) で励起したときの発光輝度である。曲線Bは CO_2 レーザ光 (波長10600 nm) で励起したときの発光輝度を示す。このグラフから分るように、 $He-Ne$ レーザ光は、応答性が良いので、それだけ読取速度が早くなる。

なお CO_2 レーザ光を100 μ スポットで走査したところ、螢光体が温度上昇し、それにより走査の終りの方では、発光が約1/4だけ減少してしまつた。

励起エネルギーと発光エネルギーの比は $10^4:1 \sim 10^4:1$ 程度であることが普通であるため、光検出器に励起光が入ると、 S/N 比が極度に低下する。発光を短波長側にとり、励起光を長波長側にとつてできるだけ両者を離し、光検出器に励起光が入らないようにすると、上述の S/N 比の低下を防止することができる。

発光光の波長300~500 nm は、この波長域の光を放出する螢光体を選択することにより、あるいはこの波長域にピークを有する螢光体を使用することにより得られる。しかし螢光体が上記波長域の光を放出しても、光検出器がその波長域以外の光をも測定してしまえば、 S/N 比を改善することができない。したがつて、螢光体が300~500 nm

の波長域の光を発光し、かつ光検出器でこの波長域の光だけを検出するようにしなければならない。

このためには、300~500 nm の波長域に感度を有する光検出器を用い、かつその前面にこの波長域の光だけを透過フィルタを配することが必要である。

上記300~500 nm の波長域の光を発光する螢光体としては、

$LaOBr:Ce, Tb$ (380~420 nm)、
 $SrS:Ce, Sm$ (480~500 nm)、
 $SrS:Ce, Bi$ (480~500 nm)、
 $BaO \cdot SiO_2:Ce$ (400~460 nm)、
 $BaO \cdot 6Al_2O_3:Eu$ (420~450 nm)、
(0.9 Zn, 0.1 cd) $S:Ag$ (460~470 nm)、
 $BaFBr:Eu$ (390~420 nm)、
 $BaFCl:Eu$ (390~420 nm) 等がある。

上記波長域の光を放出しない螢光体、例えば $ZnS:Pb$ (500~530 nm)、
 $ZnS:Mn, Cu$ (580~600 nm)、

(0.3 Zn, 0.7 cd)Z:Ag (610~620 nm)、
ZnS, KCl:Mn (580~610 nm)、
CaS:Ca, Bi (570~580 nm) は、励起光との分離が困難であるから使用することができない。

第4図は蛍光体として、BaFBr、ZnS:Pb、ZnS:MnKCl の3種類についてHe-Neレーザー光を用いて励起したときのS/N比を示すものである。(a)はそれぞれの蛍光体の発光波長を示すものであり、(b)はフォトマルの分光感度と、フォトマルの前面に設けられるフィルターの透過率を示すグラフである。

前記3種類の蛍光体からの発光を(b)のフォトマルで測定すれば、(d)に示すI'、II'、III'の波長特性が得られる。これには発光光に、励起光の一部がノイズとして含まれている。そこで(d)に示すフィルター1~5を通して測定したときの受光量と、バックグラウンド受光量との比は曲線Nになる。これはS/N比を表わしている。このS/N比を示す曲線Nが

ら分るように、波長が500 nm を越えて長波長になると、励起光の波長に接近するから、両者の分離が困難になり、S/N比が極端に低下する。

以下、本発明をその実施態様に基いて詳細に説明する。

第5図は放射線写真の作画過程を示すものである。放射線源例えばX線管から放射線を放出して人体に照射する。人体を透過した放射線は、蛍光体板に入射する。この蛍光体板は、蛍光体のトラップレベルに、放射線画像のエネルギーを書積する。

放射線画像の撮影後、600~700 nm の波長の励起光で蛍光体板を走査して、蓄積されたエネルギーをトラップから励起し、300~500 nm の波長域の光を発光させる。この発光光は、この波長域の光だけを受けようとした光検出器例えば、光電子増倍管、フォトダイオードで測定される。

放射線画像の脱取後に、光検出器の出力信

号は増幅、フィルタリングされてから、画像処理のためにレベル変換される。前記フィルタリングは、雑音を除去するものであり、所望の解像力を得るために、所定の帯域以上の信号をカットする。例えば蛍光体板が40×40 cmの大きさであるときに、これを100 μφのスポットで約5分で走査する場合には、1画素当りの走査時間は約20 μ秒となるから、増幅器の帯域は50 KHz あれば十分である。したがってこれ以上の周波数はカットされる。

また雑音を減らすために、画素毎に光検出器の出力信号を積分し、この積分値を出力信号とすることができる。さらに、光検出器の出力信号を対数変換すれば、信号のレンジが減少するから、S/N比が改善される。

増幅された電気信号は、観察したい部分が良好なコントラストになるように、あるいは各部の境界が明瞭になるようにレベル変換される。

この画像処理後、電気信号がCRT、光走査装置に送られる。ここで放射線画像が再生され、この画像を観察して診断が行なわれる。

あるいは、再生された放射線画像が写真記録材料に記録され、保存、診断に用いられる。

第6図は蛍光体板を示すものである。蛍光体板10は支持体11と、その上に層設された蛍光体層12から構成されている。

支持体としては、厚さ100~250 μm のポリエチレンシート、プラスチックフィルム、0.5~1 mm のアルミニウム板、1~3 mm のガラス板等が通常用いられる。支持体11は、透明、不透明いずれであってもよい。不透明のものは、励起光を当てる側から発光を検出する。透明なものは、裏面もしくは両面から発光を測定することができる。

蛍光体としては、発光の波長域が300~500 nm のLaOBr:Ce, Tb、SrS:Ce, Sm、SrS:Ce, Bi、BaO·SiO₂:Ce、BaO·6Al₂O₃:Eu、(0.9 Zn, 0.1 cd)S:Ag、

BaBr:Eu、BaCl:Eu等が用いられる。

この螢光体がバインダーで厚さ50～1000 μ 程度になるように支持体11上に塗布される。

第7図は放射線画像読取装置を示すものである。励起光源としては、He-Neレーザ(633nm)が用いられている。このレーザ光源14から放出した633nmの励起光は、ハーフミラー15を透過して螢光体板10に入射する。この励起光は、スポット径が50 μ 以下までは絞ることが困難であり、また300 μ 以上では解像力が低下するから、50～300 μ のスポット径になつており、光走査装置で偏向され、四切もしくは半切の大きさの螢光体板10を走査する。

この励起光で励起された螢光体は、蓄積されているエネルギーを放出して300～500nmの波長域の光を発光する。この発光光は、ハーフミラー15で反射され、レンズ16に入射する。このレンズ16で集めら

れた光は、300～500nmの波長域の光を透過するフィルタ17に入る。このフィルタ17を透過した300～500nmの波長域の光が光検出器18で測定される。

螢光体層12は、励起光の一部を反射する。この励起光のエネルギーは発光のエネルギーよりも相当大きいから、そのまま光検出器18で測定すると、S/Nが悪くなる。しかし本発明では励起光と発光光の波長を離れたから、フィルタ17を使用することにより、励起光を除去している。

第8図は、光検出器の前に配されるフィルタ17の特性の一例を示すものである。

第9図はドラム走査式読取装置を示すものである。励起光源としては、タングステンランプ20が用いられている。このタングステンランプ20からの光は、近紫外～赤外線までも含むから、その前方に第10図に示すような特性のフィルタ21を使用する。

タングステンランプ20から出た光は、ビ

ンホール22を通り、前記フィルタ21に入る。ここで600～700nmの波長域の光だけが透過し、集光レンズ23、ハーフミラー24を経て螢光体板10に入り、これをスポット照射する。

螢光体板10は、回転自在なドラム25に装着されている。この螢光体板10で発光した光は、ハーフミラー24で反射され、集光レンズ26、フィルタ27を順次通つて光検出器28に入る。

前記タングステンランプから光検出器28に至る光学系は、ヘッド29に取り付けられており、ドラム25の回転時にこれに沿つて横方向に移動する。なおヘッド29を固定とし、ドラム25を回転させるとともに横方向に移動させてもよい。

第11図はタングステンランプを使用した励起光源の別の実施例である。この実施例では、タングステンランプ30の後方に第12図に示す反射率を有し、球形をしたダイクロ

イックミラー31が配される。またタングステンランプ30の前方には、第13図の特性曲線Cに示す透過率を有する球形をしたダイクロイックミラー32が配されている。このダイクロイックミラー32を透過した励起光は、第13図の特性曲線Dで示すフィルタ33に達し、600～700nmの波長域の光だけがこれを透過する。この透過光は、集光レンズ34で集光される。

以上説明した如く、本発明においては

励起光として600～700nmの波長域を用いることにより、つぎの効果がある。

- (1) 経時による蓄積エネルギーの自然衰退が少なくなり、螢光体板上の記録画像を長時間保存することができる。
- (2) 蓄積エネルギーの読出しスピードが向上する。
- (3) 可視光であるから、通常の可視光用光学素子を使用することができ、また装置の調整が容易である。このため装置の調整不具

合に起因する励起光光点の「ボケ」を完全に防止することができる。

さらに300～500nmの発光光との組合わせにより、励起光と発光光の分離を確実に行なうことができるから、S/N比が良好になる等の効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図および第2図は励起波長と蛍光体の減退を示すグラフ、第3図は蛍光体の応答性を示すグラフ、第4図は発光光の波長とS/N比を示すグラフ、第5図は本発明の放射線写真法を示すフローチャート、第6図は蓄積性蛍光体板の断面図、第7図は読取装置の側面図、第8図は光検出器の前に配されるフィルターの透過率を示す特性図、第9図はドラム走査式読取装置を示す側面図、第10図は励起光源の前に配されるフィルターの透過率を示す特性図、第11図は励起光源の一例を示す側面図、第12図および第13図はこれに用いられるミラーとフィルターの特性を示す

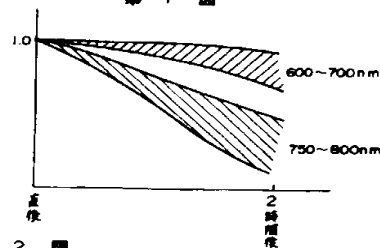
グラフである。

- 10 ……蓄積性蛍光体板
- 11 ……支持体
- 12 ……蓄積性蛍光体層
- 14 ……He-Neレーザ光源
- 15 ……ハーフミラー
- 17 ……フィルター
- 18 ……光検出器
- 20 ……タングステンランプ
- 21 ……フィルター
- 24 ……ハーフミラー
- 25 ……ドラム
- 27 ……フィルター
- 28 ……光検出器
- 30 ……タングステンランプ
- 31, 32 ……ダイクロイックミラー
- 33 ……フィルター

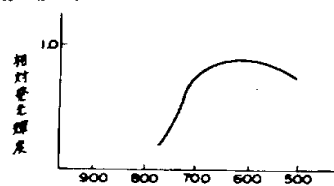
特許出願人 富士写真フイルム株式会社
大日本塗料株式会社

代理人 弁理士 柳 田 征 史
外 1 名

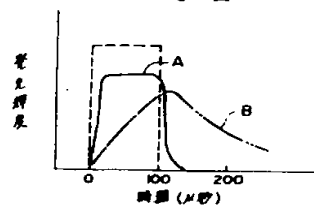
第 1 図



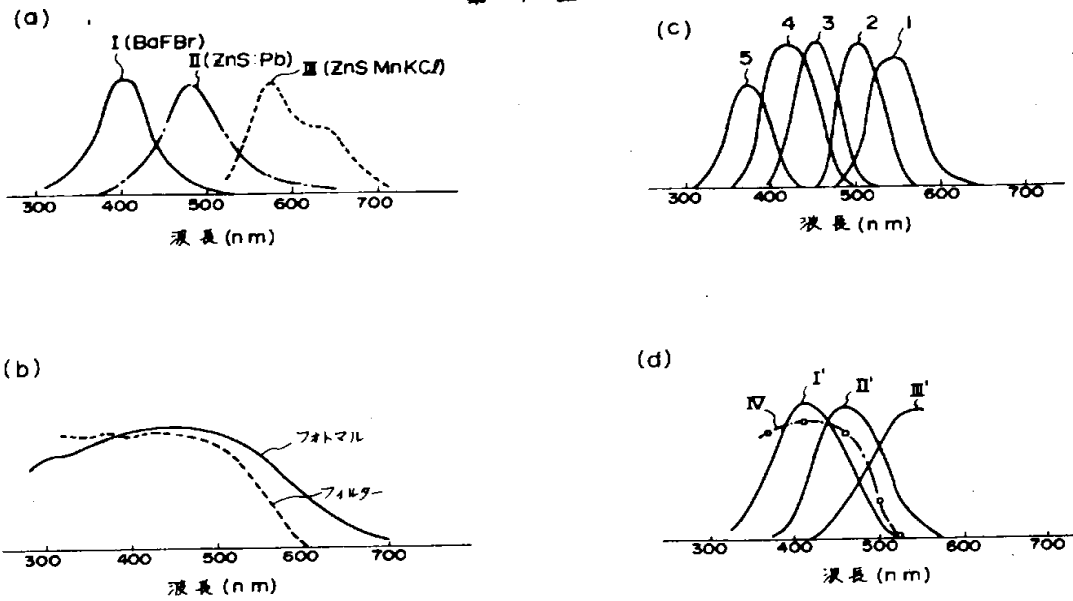
第 2 図



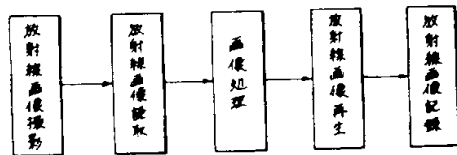
第 3 図



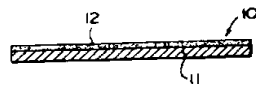
第 4 図



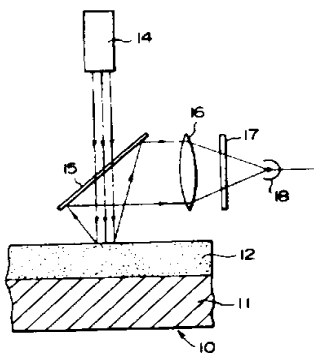
第 5 図



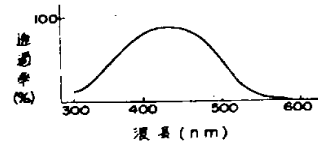
第 6 図



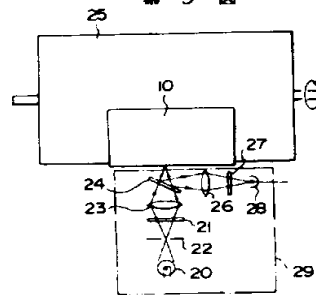
第 7 図



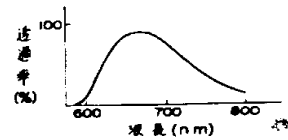
第 8 図



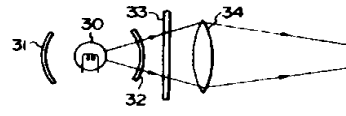
第 9 図



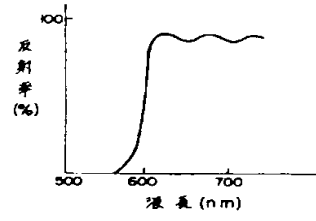
第 10 図



第 11 圖



第 12 圖



第 13 圖

